

編號：CCMP95-RD-016

# 可攜式脈診儀之自動化與 脈象辨識之研究

劉省宏  
元培科技大學

## 摘 要

1. 建構新型可攜式脈診儀。
2. 設計一感測器可同步記錄血管體積變化和血壓脈波，並製作一三軸電動機構，能正確尋找最佳脈脊和接觸壓。

「可攜式脈診儀」建構於血管幾何原理和動脈模型，分別對 X 軸和 Z 軸作定位設計，並實際製作出三軸電動機構，加入減重機構，配合 LabVIEW 撰寫人機界面。

在臨床測量上，以超音波測量橈動脈的外管徑，用以比對本計畫設計的脈診儀定位的精確度。

- 一、特別針對十位血管較細的受測者，在以本系統做脈位掃描，依動脈幾何原理估測橈動脈管徑寬度，再以超音波直接測得管徑寬度做比較，發現誤差度在  $0.36 \pm 0.26$  mm。
- 二、本計畫完成一可攜式脈診儀機構，可分為感測器的設計、三軸動力機構和重量減輕裝置等三大項。
- 三、本計畫完成相關的類比電路，包含有體積變化，壓力變化、心電圖訊號，步進馬達驅動電路。
- 四、完成撰寫的人機界面。

關鍵詞【至少三項】：脈診儀、動脈幾何原理、動脈模型。

CCMP95-RD-016

# A Portable Automatic Sphygmography and Pattern Recognition of Pulse Waveform

Shing-Hong Liu  
YunPen University

## ABSTRACT

1. Make a portable automatic sphygmography.
2. Design a sensor that can measure the arterial volume change and blood pressure waveform, and a 3-axial electronic device that can find the optimal measuring position.

A portable automatic sphygmography was designed with an analysis of the vascular geometry and the artery model to find the optimal positions at X axial and Z axial. A real 3-axial electronic instrument was made, and a device was also designed to reduce the weight of 3-axial electronic instrument. We used the LabVIEW to write the user interface. In clinical test, the echo method was used to measure the outer diameter of the radial artery to compare our instrument precision.

1. There are ten subjects to prove the precision of our designed sphygmography. According the x axial scan, the estimated arterial width based on the analysis of vascular geometry compared the results of the echo method. The difference error is  $0.36 \pm 0.26$  mm.
2. In this project, we finished a portable automatic sphygmography which included a sensor, 3-axial electronic instrument and reducing weight device.
3. In this project, we finished the analog circuits which included a volume change, pressure waveform, ECG and the drivers of step motors.
4. We also finished a user interface.

Keywords 【至少三項】: Sphygmography, Analysis of Vascular Geometry, Artery Model.

## 壹、前言

脈診是中國傳統醫學中最具特色的一項診斷方法，歷史悠久，內容豐富，是中醫「整體觀念」，「辨證論治」基本精神的體現和應用。但中醫脈學的許多推理和經驗確有其合理和實用的一面，且往往給人以玄妙莫測的印象，長期以來影響著脈學的傳授與發展，因此，實現脈診的客觀化是繼承和開拓中醫脈學的重要途徑。若依晚清醫家周學海在繼承了歷代醫家脈學理論基礎上，創新地將脈象的屬性概括以「位」、「數」、「形」、「勢」四個主軸來分析。所謂脈位，是指下感覺脈象顯現的空間位置，即脈道的深淺；脈數是脈的快慢和節律；脈形是脈的性狀與形狀，即脈道的寬窄、脈體的長短、指感的緊張度弦、軟，及流利度滑、澀等；脈勢則指脈動的變化程度(脈力的大小)、變化率(脈動應指的速率)和變化趨勢。據此，將脈象具體化，由位、數、形、勢來研究，可看出「位」、「形」實乃動脈的體積變化，「勢」為動脈之壓力變化，而「數」為所測量圖像的時序情形。如此解釋了為何以往所發展的脈診儀所能分析的脈象有限，因為它們皆局限在單一訊號的壓力波或體積波的測量，同時未能將血管動力學的觀念考量[1]-[10]。

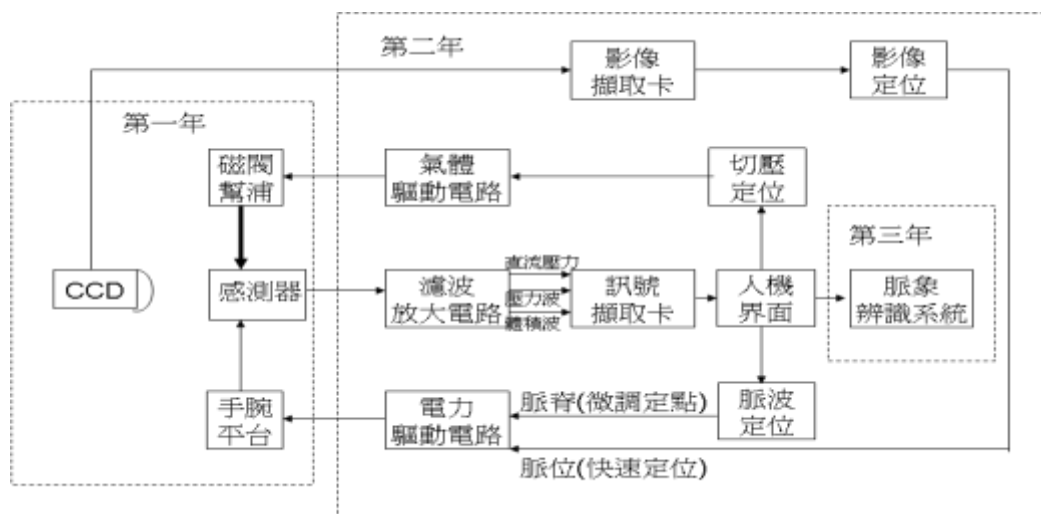
脈診儀在國內已發展了很久的時間，可是依照發展成果來看還是無法滿足中醫的需求，目前用之於臨床疾病診斷，只有中國醫藥學院附設醫院，所採用者為科隆公司生產之脈診儀〈WS 901 型〉，其缺點為使用上的不方便性，完全要靠人為的仔細操作，切壓的設定全憑經驗來設定，並缺乏將位、數、形、勢的脈象以具體的圖表呈現。反觀中國大陸地區，長期投入於脈診儀的研究已有很深入的研究，運用最廣的為 MX-3 型心電脈象儀與 HMX-3C 型脈象儀二種，皆已將位、數、形、勢的脈象以具體的圖表呈現與討論，且將血管動力學的觀念融入其中[5]-[10]，然其缺點有二：第一為感測器之不足，依然只使用一種感測器做測量，因此，無法同時討論動脈體積變化波和相對應之壓力變化波，而僅以脈寬和脈長來表示血管的形狀大小；第二為缺乏自動化測量的系統，依然需要以人為的方式去尋找脈位、脈脊與最佳的切壓，如此在測量過程中的定性與定量都難以確定。

延續總計畫「新一代自動化診斷脈診儀」，本子計畫「可攜式脈診儀之自動化與脈象診斷」在縮小其體積而能直接放置於手腕部，其次是脈位和切壓點的搜尋時間需降低，才能符合於臨床上的測量或進一步的應用。由先前之研究雖然已設計出具有同時測量血管體積和壓力的感測器，若要求脈診儀具有較方便的使用，亦需要有一套自動搜

尋出脈脊的控制器。依據中醫脈診指法，必先以指目診得「脈脊」(指下感覺最清晰之脈體)，脈位能明，方得以詳「形」、辨「勢」。本年度的研究已可清楚的明瞭感測器在不同脈位時的體積波形；已及在脈脊之不同切壓的體積波形，進而將感測器置於脈脊和最佳切壓點。為驗證本系統依據動脈幾何原理是能尋找出脈脊[11]-[16]，特別針對十位血管較細的受測者，在以本系統做脈位掃描，依動脈幾何原理判別撓動脈管徑寬度，再以超音波直接測得管徑寬度做比較，發現誤差度在  $0.36 \pm 0.26$  mm。足以證明本計畫所設計的脈診儀是可正確尋找到脈脊的位置。

## 貳、材料與方法

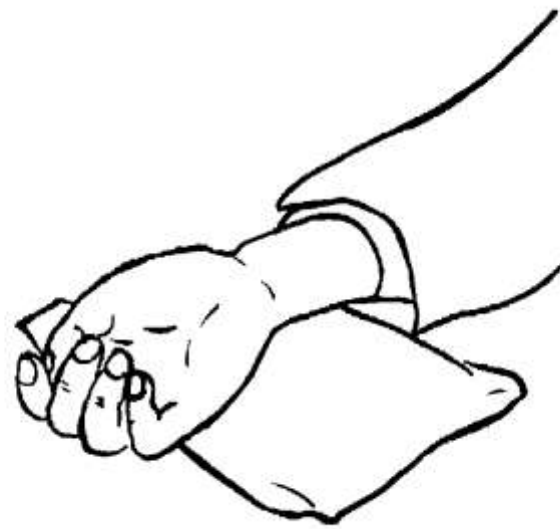
本計畫為三年期的計畫，第一年可攜式脈診儀縮小化和新一代感測器的設計，在脈診感測器本體設計上縮小機構，設計一筒狀式感測器，透過軸桿可將其向下伸展，內置應變計於接觸端，將此感測器置於手腕式電動三軸平台，以連動桿將皮膚接觸訊號傳遞至感測器，為加速尋脈過程，脈診儀內置有 CCD 與光纖導光點，擬利用影像定位法，直接驅動感測器至定位點。在可攜式脈診儀的縮小，電力驅動 X 軸、Y 軸的動作，Z 軸以氣路驅動感測器的上下。第二年在感測器電路設計，脈位的影像定位和脈脊的尋脈控制器之研究，以脈波調變法控制軸桿 Z 軸的移動，達到最佳切壓點，並利用 LabView 撰寫人機界面。第三年是建構脈象辨式法則之建構等三個方向進行，圖一為本計畫脈診儀的自動感測系統方塊圖。



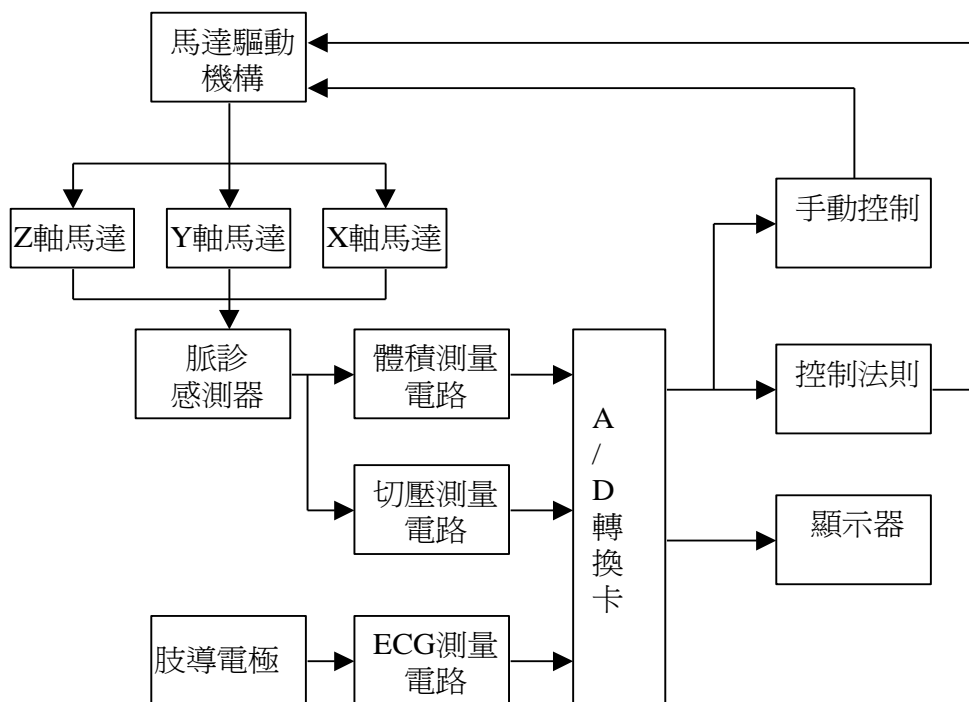
圖一、可攜式脈診儀自動化和脈象辨識系統方塊圖。

橈動脈脈管為一個三維的圓柱管狀體，因此要定位出最佳測量點，應該要有三軸的定位方式，假設我們定 X、Y、Z 三軸表示如圖二，Y 軸大致與橈動脈的方向平行，Z 軸為垂直加壓橈動脈的方向，X 軸為垂直於前臂長軸的方向，而 X 軸的定位即為脈脊的尋找。所以本計畫設計的可攜式脈診儀機構可分為感測器的設計、三軸動力機構和重量減輕裝置等三大項。在 X 軸的定位採用動脈幾何理論，因此需要以動脈體積變化來判斷最佳的 X 軸感測位於脈管位置。而 Z 軸的定位是以動脈模型理論，當血管在無負載狀態(unloading condition)會有最大的體積變化量，因此亦需要以動脈體積變化來判斷最佳的 Z 軸切壓位置[17]-[25]。

本計畫所設計的脈診儀系統方塊圖，如圖三所示。所擷取的訊號有：切壓力值、壓力波、體積變化波和心電圖，控制參數由體積變化波萃取，為能有效讓醫生判斷脈脊之正確位置，亦將手動程序加入系統中。



圖二、橈動脈三軸定位座標圖

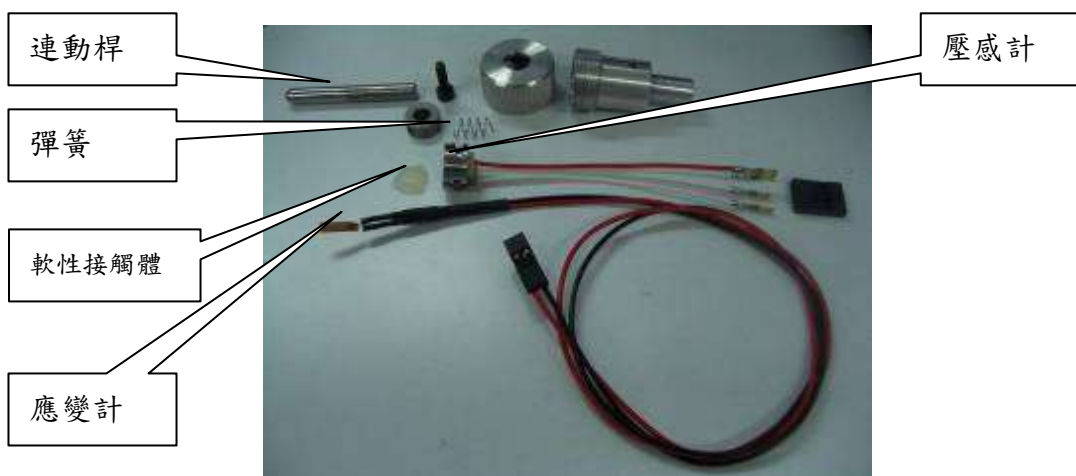


圖三、脈診儀的自動感測系統方塊圖

### 1、可攜式脈診儀機構

#### 1.1、感測器的設計

由上述可知，脈診儀的感測器需具有體積感測和壓力感測的功能，因此採用應變計(KFG-5-120-C1, Kyowa, Japan)，與壓感計(NPI-12, Lucas, USA)來擷取訊號。連動桿則是連結於感測器和皮膚的接觸，如此可使得感測器接觸於皮膚的面積降低於 3mm。為使脈搏訊號傳遞至感測器無失真，感測器與傳動桿要有緊密的結合，因此利用一彈簧完成。圖四為感測器的分解圖，圖五為感測器的合體。



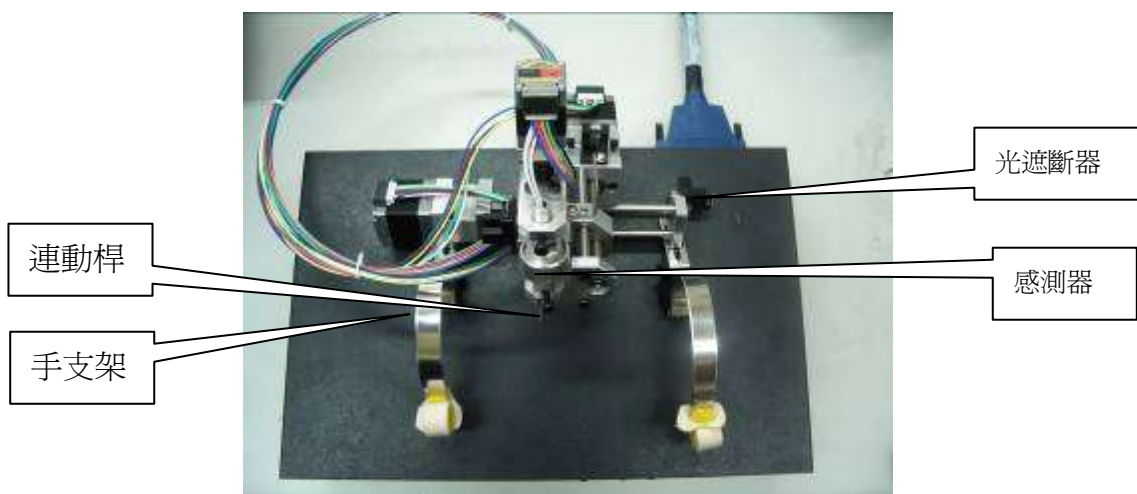
圖四、感測器的分解圖



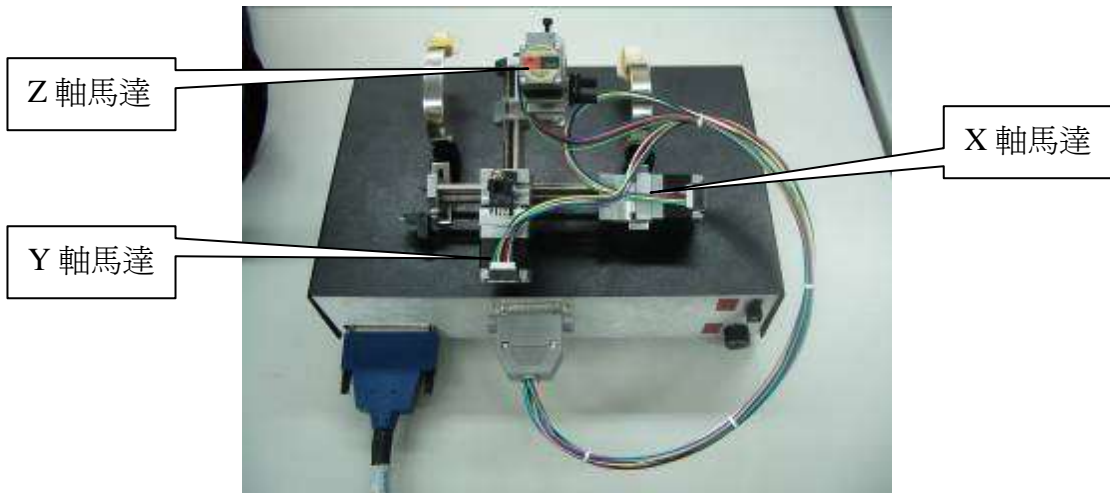
圖五、感測器的合體。

### 1.2、三軸動力機構

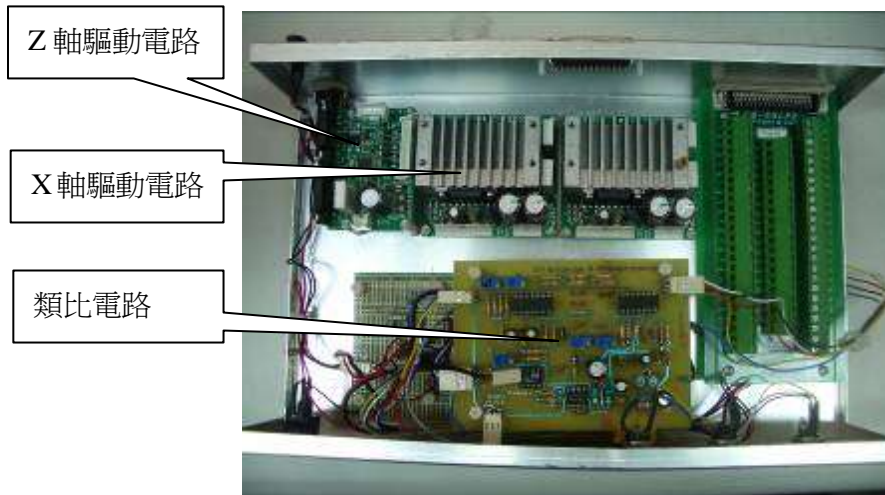
本機構的設計重點在於能夠尋找出脈管的最佳測量點，每一軸中間以螺桿和套筒來產生移動量，並輔以兩個滑桿於兩側，以保持軸的移動穩定。螺桿之螺距為 1mm，以步進馬達驅動螺桿來帶動感測器的移動，其中 Z 軸採用 5 相驅動，X 軸 Y 軸採用 2 相驅動 (Tamagawa Seiki, CO. LTD. Japan 1.8 deg/s)，移位的精度為 1/200 mm，在 Y 軸、Z 軸和 X 軸分別以光遮斷器設定原始點。脈波訊號之處理系統是以 NI DAQ 卡 (PCI 6014) 配合 Labview 做資料擷取和控制。類比電路設定頻寬 0.1~40 Hz，壓感器增益 100，形變計增益 1000，取樣頻率 500 Hz，壓感器校準是以水銀柱壓力計。圖六為三軸動力機構的正面圖，圖七為三軸動力機構的背面圖，類比電路和步進馬達驅動電路在圖八。



圖六、三軸動力機構的正面圖。



圖七、三軸動力機構的背面圖

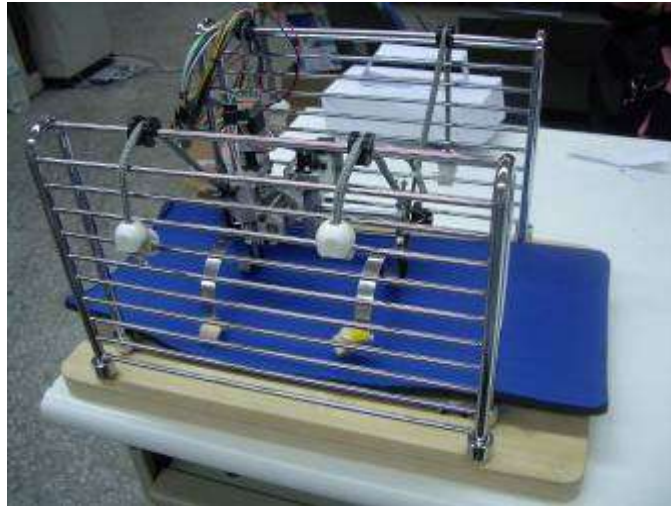


圖八、類比電路和步進馬達驅動電路在

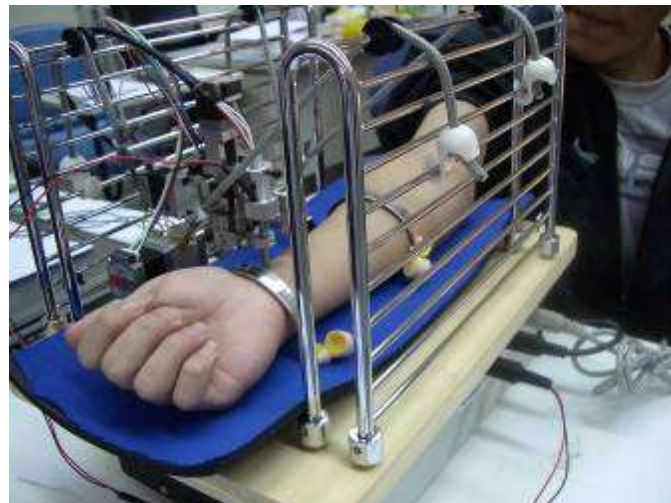
### 1.3、重量減輕裝置

所有機構材質皆採用鋁製成，但馬達和軸桿的重量無法降低，所以整個機構的重量約為 650g。因此需設計一減重機構，輔助降低脈診儀的重量，如此才不會於測量時壓迫到血管。圖九為重量減重機構，圖十為實際測量的情況。





圖九、重量減重機構

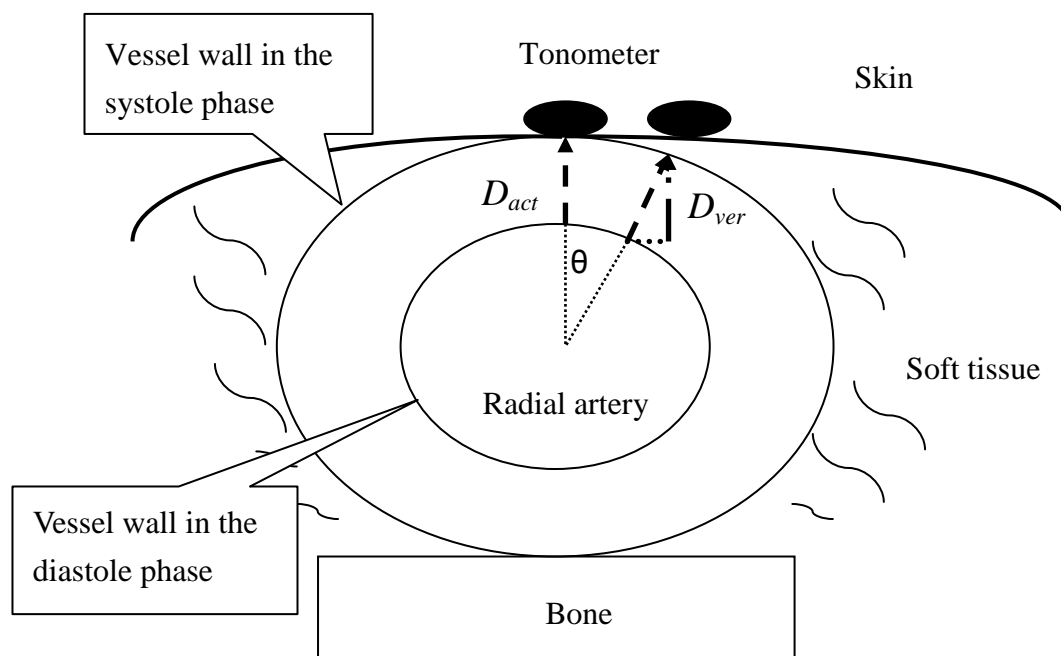


圖十、實際測量的情況

## 2、動脈幾合原理

當感測器橫向移動過橈動脈管時，可偵測到動脈體積變化量，若感測器所放的位置若不是橈動脈管中心的正上方，而是有一夾角時，其動脈體積變化量的垂直分量，會有一三角函數式的關係式，如圖十一所示[11]-[15]，當橈動脈擴張時，其脈管壁向四週的實際位移量 ( $D_{act}$ ) 在每一角度大致相等，但是當感測器所放的位置不是脈管中心的垂直點時，其對感測器有效的垂直位移 ( $D_{ver}$ ) 與實際位移 ( $D_{act}$ ) 將會有下列關係式： $D_{ver} = D_{act} \times \cos\theta$ ，其中  $\theta$  為感測器與橈動脈中心點連線與脈管中點到皮膚的垂直線之夾角。所以當感測器有橫向偏差時，其有效的  $D_{ver}$  會減小，所感測到的動脈體積變化量就會減少，而訊號

雜訊比則變高，而造成所測量到的波形呈現較不規則的變化，因此可利用動脈體積變化量來估測脈管中心的位置。



圖十一、 $D_{act}$  為實際動脈直徑量、 $D_{ver}$  為有效動脈直徑量，其為感測器的與動脈相對位置  $D_{ver} = D_{act} \times \cos \theta$

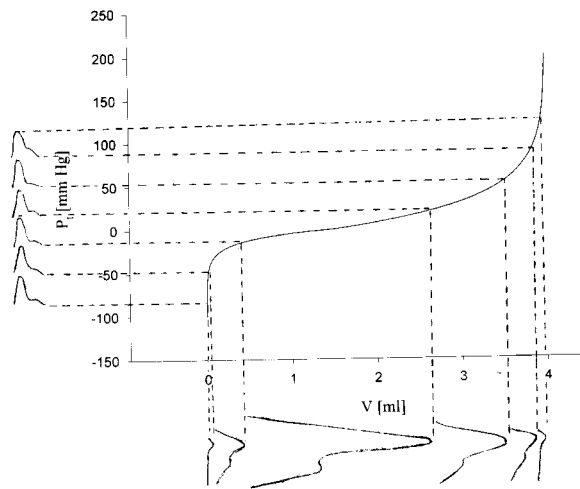
### 3、動脈模型

此外 Baker et al. 曾經報導[26]，在動脈特性曲線的表現上圖十二，當傳遞壓改變至 0mmHg 時，會有最大的體積波變化量，其施加壓力與脈管體積變化可以用如下方程式來表達[27]。

$$V = \begin{cases} V_0 \cdot e^{\frac{C_{max}}{V_0} P_{transm}} & \text{for } P_{transm} \leq 0 \\ V_{max} - (V_{max} - V_0) \cdot e^{-\frac{C_{max}}{V_{max} - V_0} P_{transm}} & \text{for } P_{transm} \geq 0 \end{cases}$$

其中  $P_{transm}$  為傳遞壓； $V$  為在特定  $P_{transm}$  時的動脈體積量 is the arterial volume at the specified,  $V_0$  為在特定  $P_{transm} = 0$  時的動脈體積量； $V_{max}$  當動脈完全擴張開時的動脈體積量； $C_{max}$  壓力-體積關係曲線的最大斜率，亦為順應性，其最大值會在  $P_{transm} = 0$  時發生。因

此當感測器向下移動加壓時，可利動脈體積變化量，來判斷最佳的 Z 軸的定位。



圖十二、血管體積和傳遞壓之關係圖

#### 4、人機界面

本計畫是以 LabVIEW 撰寫人機界面，如圖十三所示。以下說明其功能：

校準：當一開始測量時，將壓感器歸零

設定：在做 X 軸尋脈脊時，感測器與皮膚接觸壓力的設定切壓量；感測器與皮膚接觸壓力的實際壓力量

寸動量：為 X、Y、Z 軸的移動距離，每 400 為 1 mm

寸動頻率：為步進馬達的轉動術速度

寸、關、尺：分別設定感測器就寸、關、尺位置測量訊號

START X：開始 X 軸尋脈過程，並記錄至下方視窗

抓取資料：軸桿依設定移動一次，就抓取 1.6 秒資料並記錄至下方視窗

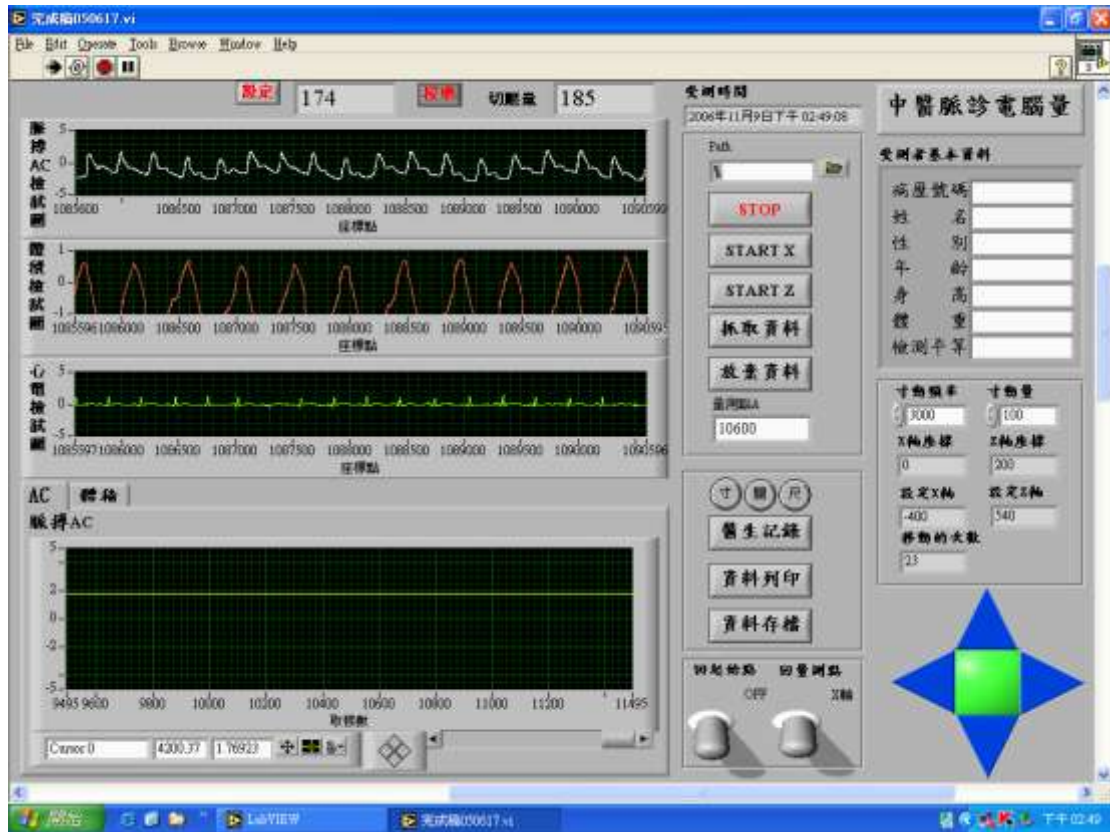
回起始點：將感測器回原點，是以光遮斷器做定位

回測量點：當 X 軸或 Z 軸掃描完後，由下方視窗的體積波最大振幅處判斷最佳脈脊和切壓位置，則感測器會歸位至此點

醫生記錄：當感測器歸位至最佳測量點後，按此鑑可記錄 3 秒的資料

資料列印：當寸、關、尺三個部位皆記錄完成後，可將資料列印

資料存檔：當寸、關、尺三個部位皆記錄完成後，可將資料存檔



圖十三、以 LabVIEW 撰寫人機界面

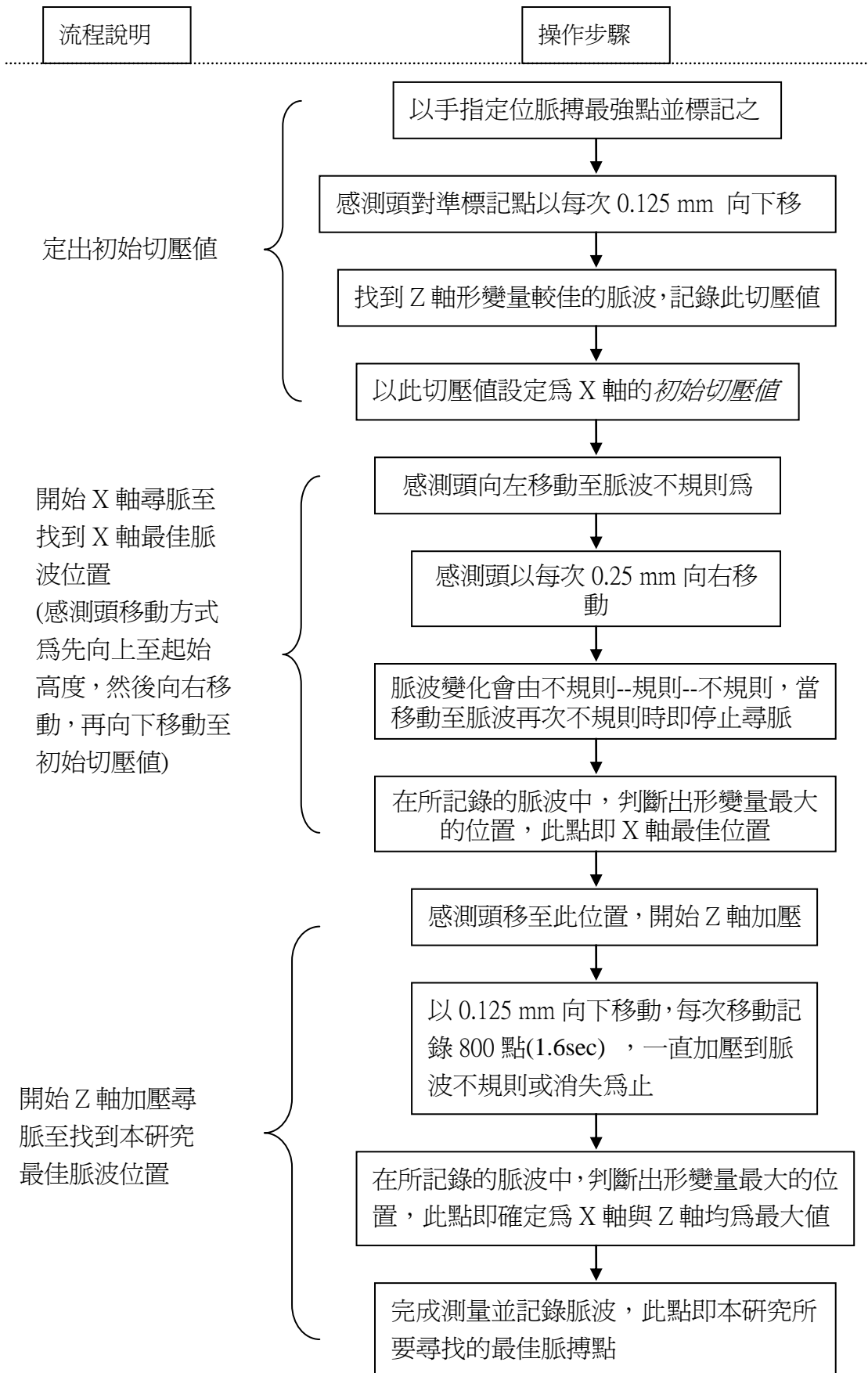
## 參、結果

為證明本計畫所設計的脈診儀，是可以尋找到最佳脈脊的位置，本計畫是以脈寬估測來驗證本計畫的三軸電動機構的精確度。依照動脈幾何原理，可定義脈寬參數( $Width\_Index$ )，與超音波所測得的外徑寬度相比誤差度在  $0.36 \pm 0.26 \text{ mm}$

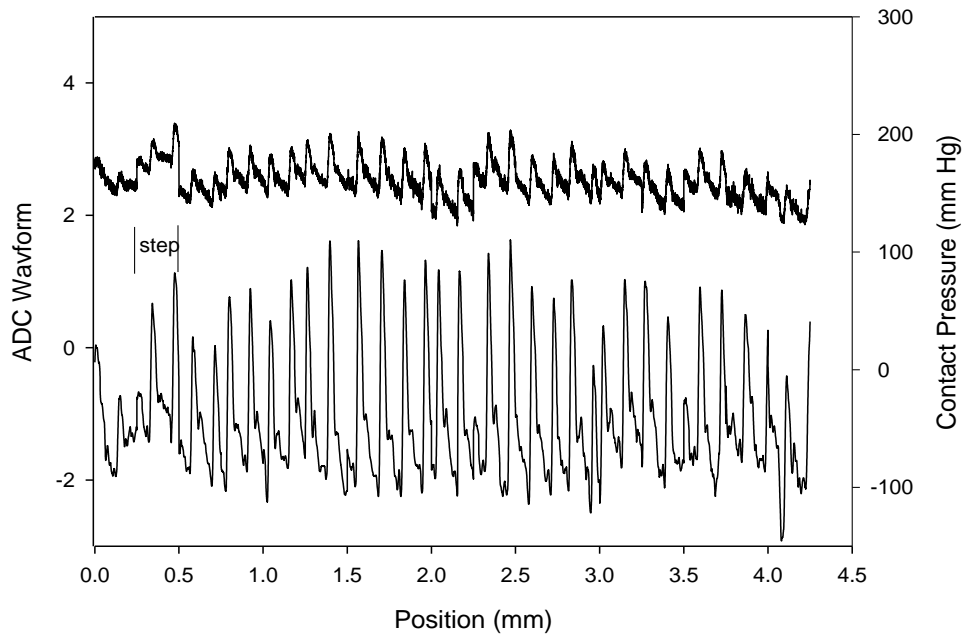
### 1、脈波測量

所有受測者均要求禁止煙、酒、咖啡、茶、藥物等刺激物 24 小時以上，並在控制室溫  $22 \pm 1^\circ\text{C}$  之環境下先行休息 30 分鐘之後方可進入脈波檢查流程。測量時受測者坐在可調整高度的椅子上，左手平放於桌上，調整水平高度與心臟同高，掌心向上平放，手腕置於一柔軟之脈枕上。測量程序先由 X 軸開始，測量流程如圖十四所示，圖十五和十六為受測者 4 的 X 軸及 Z 軸的尋脈過程脈波變化圖。在 X 軸及 Z 軸的動脈體積變化量只是用於定位，也就是找出其最大變化量發生的位置，因此並不需要校準，所圖形中並未有單位。此外，在 X 軸的移動每次  $0.25\text{mm}$ ，並記錄 1.6 秒；Z 軸每次移動  $0.125\text{mm}$ 。在圖十五中

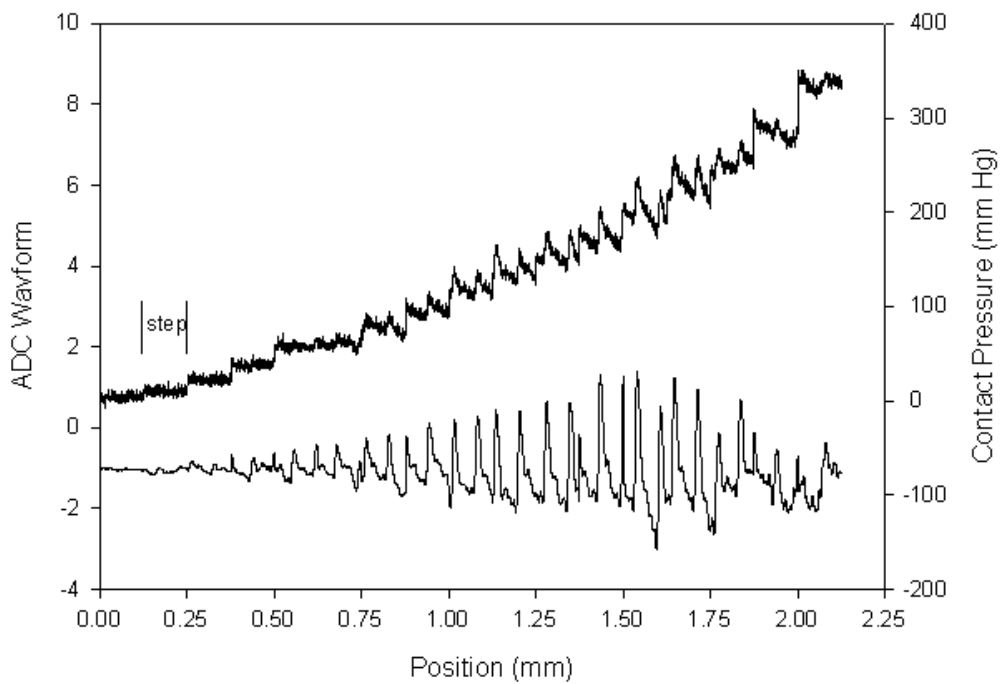
接觸壓維持在 150mm Hg，高於平均血壓許多，此是由於當感測器加壓時，動脈亦會一直下沉，直到被橈骨擋住，因此接觸壓是不符合動脈模型的理論。由圖中可發現接觸壓會受血壓波的影響。



圖十四、脈波測量流程圖



圖十五、X 軸的尋脈過程，每次移動 0.25 mm，並記錄 800 點

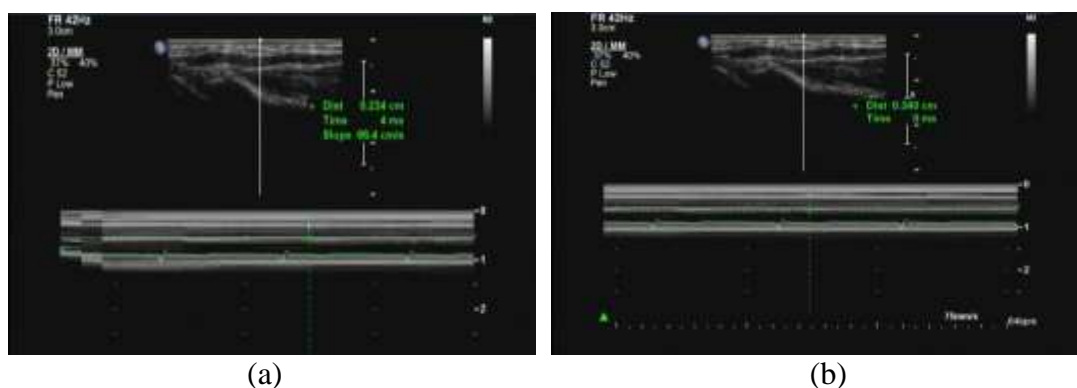


圖十六、Z 軸的尋脈過程，每次移動 0.125 mm，並記錄 800 點

## 2、超音波測量脈寬

本研究經中國醫藥大學附設醫院人體試驗委員會審查通過，所有受測者必須先簽署受試者同意書，研究在 2004 年 7 月至 12 月間，在中國醫藥大學篩選學生為研究對象，取 20 歲至 40 歲健康受測者 10 名，其男性 6 名，女性 4 名，進行橈動脈脈波測量，並同時以超音波測量橈動脈之收縮期外徑(radial artery outer diameter in systole phase)。

在 X 軸的尋脈過程中，由於血管形變之垂直分量會有一由小漸大再變小的趨勢，所以橈動脈脈管的形變量會成一鐘形分布，而最大振幅處即為脈管的中央。為驗證本裝置於尋脈過程中可獲得最佳測量位置，所以本研究以超音波測量橈動脈管外徑，超音波之測量在脈波測量後立即進行，超音波與脈波為同一測量點，測量點以筆標記，測量的圖型如圖十七。



圖十七、為受測者 4 的管徑測量，(a)為管內徑 2.34 mm, and (b)為管外徑 3.40 mm

## 3、X 軸估測的管徑寬度

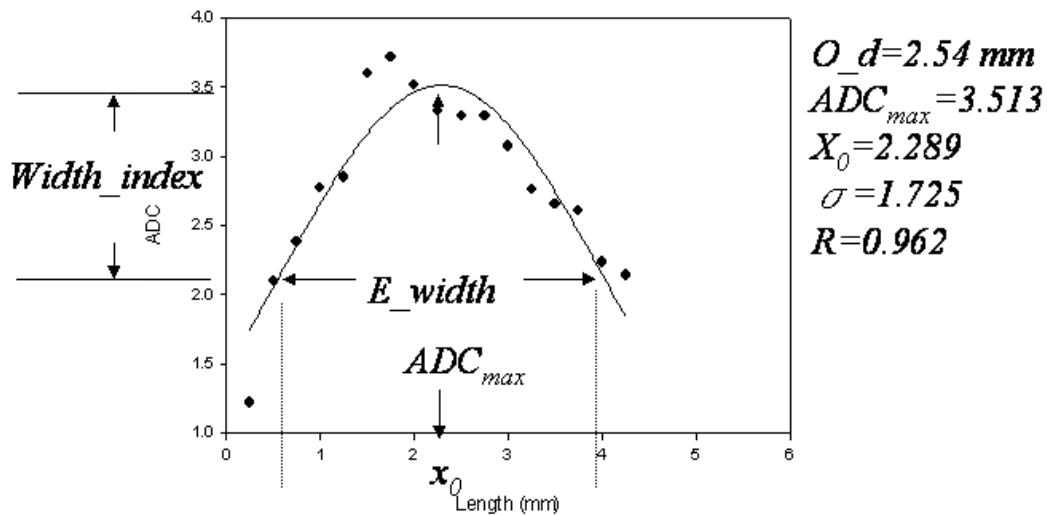
對於圖十五所測的動脈體積變化量，依據其在不同位置和其相對大小，以 Gaussian 曲線作穩和分析(curve-fitting) [28]，如下式：

$$ADC = ADC_{max} \exp^{-0.5\left(\frac{Width-X_0}{\sigma}\right)^2}$$

其中  $ADC_{max}$  為最大動脈體積變化量， $Width$  為 0.5 倍的動脈寬度， $X_0$  為  $ADC_{max}$  在 X 軸的位置， $\sigma$  為 Gaussian 曲線的標準差。 $Width\_Index$  是以超音波測量的管外徑為參考量，進而估測動脈的寬



度的參數。圖十八是以動脈體積變化在 x 軸掃描的分佈，所估測的 Width\_Index。



圖十八 是以動脈體積變化在 x 軸掃描的分佈，所估測的 Width\_Index。

表 1 為 10 名受測者的年齡、性別及在 Width\_Index 方程式的各項數據，我們篩選的 10 名受測者的橈動脈內徑為  $2.70 \pm 0.40$  mm，台灣地區健康成年人的橈動脈內徑則為  $2.70 \pm 0.4$  mm [30]，相比之下較小，顯示本研究受測者的橈動脈較細，符合我們希望針對橈動脈較細的族群測量。我們將每一位受測者最佳模擬的鐘型曲線畫出來，計算其回歸係數 R，結果為  $0.948 \pm 0.021$ ，此證明 ADC 的變化是符合高斯曲線分佈。而 10 名受測者  $ADC_{max}$ 、 $X_0$ 、 $\sigma$  的平均值分別為 4.51, 2.75, and 1.51，以超音波所測量之受測者實際外管徑寬度，對應於本研究所掃描的管徑寬度分佈，其 Width\_index 為  $0.361 \pm 0.085$ ，若以 0.361 來估測管徑寬度，與各受測者的實際脈寬相比，其誤差量為  $0.36 \pm 0.26$  mm。

表 1、10 名受測者的數據資料

Subje ct no.	Se x	Age (years)	O_d (mm)	I_d (mm)	ADC <i>max</i>	X <sub>0</sub> (mm)	σ (mm)	R	Width_ Index	*E_widt h (mm)	Error (mm)
1	M	24	2.92	2.67	5.41	1.85	1.83	0.925	0.271	3.59	0.67
2	M	37	3.15	2.61	5.37	3.24	1.47	0.979	0.436	2.78	0.37
3	M	34	2.67	2.29	5.03	3.17	1.73	0.960	0.258	3.27	0.60
4	F	36	3.40	2.34	3.15	2.29	1.73	0.961	0.393	3.27	0.13
5	F	23	2.67	2.29	4.57	2.74	1.30	0.957	0.411	2.46	0.21
6	F	27	3.05	2.54	3.80	2.79	1.62	0.920	0.359	3.06	0.01
7	M	31	2.54	2.29	3.68	3.41	1.19	0.968	0.436	2.25	0.29
8	F	24	2.80	2.67	3.18	2.76	1.42	0.929	0.386	2.68	0.21
9	M	24	2.29	2.12	6.05	2.93	1.66	0.927	0.212	3.14	0.85
10	M	34	2.42	2.03	4.81	2.35	1.1	0.961	0.454	2.08	0.34
mean		29	2.79	2.38	4.51	2.75	1.51	0.948	0.361	2.85	0.36
SD		5.6	0.34	0.23	1.01	0.48	0.25	0.021	0.085	0.49	0.26

O<sub>d</sub>: 橈動脈外管徑, I<sub>d</sub>: 橈動脈內管徑, \*E<sub>width</sub> 為以平均 Width\_Index=0.361 代入後所得到的數值

## 肆、討論

本研究中所設計的脈波儀，主要的特色在於我們推論在橈動脈上方所量取的有效垂直動脈體積變化量，會因為感測器所放的位置不同，而呈現一 Gaussian 曲線的分佈，由結果顯示，我們所擬合的高斯曲線，與實際測量數據的分佈，其回歸係數為  $0.948 \pm 0.021$ ，顯示我們的推測是正確的。由於我們是用體積感測器(strain\_guege)，以動脈幾何原理和動脈模型分別決定最佳的 X 軸和 Z 軸位置，因此並未對體積感測器做校準，這也就是在圖十五、十六中動脈體積變化量的刻度無單位，基本上是使用電路的電壓單位伏特(Volt)即可。

在 X 軸定位過程，所得到數據所畫出的鐘型曲線圖與超音波所測量到的管徑相比，若能建立預測脈寬的高斯方程式，一方面表示我們所測量的數據符合推論，另一方面也能用來預測橈動脈的寬度。結果顯示，在我們建立出的方程式與超音波所測量到實際脈寬相比，其誤差為  $0.36 \pm 0.26$  mm。由於感測器每移動一次的距離為 0.25 mm，因此 0.36 mm 的誤差也僅是左右各一次移動量的誤差，所以若要增加脈寬測量的精確度，就需縮小每次移動距離，然而這將使找尋最佳位置的時間增長許多，這對 X 軸的定位並無好處。

在 Z 軸方面，因為橈動脈之正下方有橈骨之支撐作為反作用力，因此可以使橈動脈在一個固定的位置接受加壓，由於 Driscoll et al 的研究顯示[23]-[25]，在對橈動脈加壓時，壓感器所測的脈波之波幅會逐漸增大，直至一臨界點之後，再逐漸變小，這並不符合動脈模型，而此種現象最主要是感測器並未位於脈管最佳位置，而加壓過高時血管被扭曲變形，而使得血壓力波被衰減掉。若將感測器平均置於血管的上方，在加壓過程中，所感測到的血壓波振幅因該逐漸變大，而維持不變，若再受力，則血管因受力過大而變形，訊號會瞬間衰減。Yamakoshi et al. [31, 32]的研究則說明，當動脈受到 loading，只有血管體積變化量會從小變大再變小，而最大體積變化稱之為 unloading condition. 亦即接觸壓等於平均血壓，在圖十五中接觸壓並不同等於平均血壓，是因為感測器對橈動脈為單側施壓，所以動脈會向下沉，直至其被橈骨擋住，所以接觸壓會大於平均血壓。

## 伍、結論與建議

本計畫為三年計畫，第一年已達成建構一可攜式新型脈診儀，經臨床驗證在尋脈脊上之精確度達 0.36 mm，這已遠遠小於一般橈動脈 2~3 mm，在第二年會再將影像定位系統加入，以取代目前手動系統，亦可加快脈診的速度。在此希望中醫藥委員會能繼續支持此項計畫的進行，相信 2 年後國內必定有一個能符合中醫所需要的脈診儀。

## 陸、參考文獻

- 1.高大倫，張家山漢簡脈書校釋，四川，成都出版社。
- 2.張大祥，脈圖曲線方程的建立，江西中醫藥。
- 3.袁肇凱，國外脈診研究概況，浙江中醫雜誌，pp. 329，1989。
- 4.高島充，東洋醫學脈診法的機械化，日本東陽醫學雜誌，vol. 47，pp. 635-643，1997。
- 5.鄭行一，多維脈象信息檢測系統的處理方法，中國醫療器械雜誌，vol. 12，pp. 257，1988。
- 6.費兆馥，等編，中醫脈診研究，上海中醫學院出版社，1991。
- 7.柳兆榮，關於脈圖的分析，中國科學，vol. B輯，pp. 131，1983。
- 8.張珍玉，常人脈象圖參數的研究，山東中醫學院學報，vol. 6，pp.58，1982。
- 9.宣文虎，健康青年男女脈象觀察。南京中醫學院學報，vol. 3，pp.45，1986。
- 10.王高崱，李景唐，HMX-4C型脈象換能器和MX-5型多功能中醫脈象儀，全國四診研究第二屆學術會議專籍，pp. 226-228，1987。
- 11.R. Kelly and D. Fitchett, "Noninvasive determination of aortic input impedance and outer left ventricular power output: a validation and repeatability study of a new technique," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol.20, no.4, pp.952-963, 1992.
- 12.J. Hashimoto, D. Watabe, R. Hatanaka, T. Hanasawa, H. Metoki, K. Asayama, T. Ohkubo, K. Totsune and Y. Imai, "Enhanced radial late systolic pressure augmentation in hypertensive patients with left ventricular hypertrophy," *Am. J. Hypertens.*, vol.19, no.1, pp.27-32, 2006.
- 13.P. Boutouyrie, C. Busby, D. Hayoz, J. Hengstler, N. Dartois, B. Laloux, H. Brunner and S. Laurent, "Local pulse pressure and regression of arterial wall hypertrophy during long-term antihypertensive treatment," *Circulation.*, vol.101, pp.2601-2606, 2000.
- 14.Y. Nakayama, K. Tsumura, N. Yamashita, K. Yoshimaru and T. Hayashi, "Pulsatility of ascending aortic pressure waveform is a powerful predictor of restenosis after percutaneous transluminal coronary angioplasty," *Circulation.*, vol. 101, pp.470-472, 2000.
- 15.F. Phillippe, E. Chemaly, J. Blacher, J. J. Mourad, A. Dibie, F. Larrazet, F. Laborde, and M. E. Safar, "Aortic pulse pressure and extent of

- coronary artery disease in percutaneous transluminal coronary angioplasty candidates,” *Am. J. Hypertens.*, vol.15, pp.672–677, 2002.
16. G. E. McVeigh, C. W. Bratteli, D. J. Morgan, C. M. Alinder, S. P. Glasser, S. M. Finkelstein and J. N. Cohn, “Age-related abnormalities in arterial compliance identified by pressure pulse contour analysis: Aging and arterial compliance,” *Hypertension.*, vol.33, pp.1392–1398, 1999.
  17. W. K. Wang, Y. Y. Lo, Y. Chiang, T. L. Hsu and Y. L. Wang, “Resonance of organs with the heart,” *Biomedical Engineering-An international symposium*, pp.259-268, 1992.
  18. T. L. Hsu, P. T. Chao, H. Hsiu, W. K. Wang, S. P. Li and Y. Y. Wang, “Organ-specific ligation-induced changes in harmonic components of the pulse spectrum and regional vasoconstrictor selectivity in Wistar rats,” *Exp. Physiol.*, vol.91, no. 1, pp.163-170, 2006.
  19. C. Y. Chen, W. K. Wang, T. Kao, B. C. Ben and C. Chiang, “Spectral analysis of radial pulse in patients with acute uncomplicated myocardial infarction,” *Jpn. Heart J.*, vol.34, pp.37-49, 1993.
  20. G.L. Yu, Y. L. Wang and W.K. Wang, “Resonance in the Kidney System of Rats,” *Am. J. Physiol.*, vol.267, pp.H1544-H1548, 1994.
  21. J. Tsuei, C. H. Cheng, Y. L. Wang and W.K. Wang, “Pulse spectrum analysis of hospital patient with possible liver problem,” *Am. J. Chin. Med.*, vol.14, no.3-4, pp.315-320, 1996.
  22. M. D. Driscoll, M. O. Arnold, G. E. Marchiori, L. A. Harker and M. H. Sherebrin, “Determination of appropriate recording force for non-invasive measurement of arterial pressure pulses,” *Clin. Sci.*, vol.92, no.6, pp.559-566, 1997.
  23. M. D. Driscoll, J. M. Arnold, G. E. Marchiori and M. H. Sherebrin, “Influence of applied brachial recording forces on pulse wave velocity and transmission in the brachio-radial arterial segment,” *Clin Invest Med.*, vol.18, no.6, pp.435-448, 1995.
  24. M. D. Driscoll, J. M. Arnold and M. H. Sherebrin, “Applied recording force and noninvasive arterial pulses,” *Clin Invest Med.*, vol.18, no.5, pp.370-379, 1995.
  25. Y. Z. Yoon, M. H. Lee and K. S. Soh, “Pulse type classification by varying contact pressure,” *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol.19, no.6,

- pp.106-110, 2000.
26. P. D. Baker, D. R. Westenskow and K. Kuck, "Theoretical analysis of non-invasive oscillometric maximum amplitude algorithm for estimating mean blood pressure," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol.35, no.3, pp.271-278, 1997.
  27. R. Raamat, J. Talts, K. Jagomagi and E. Lansimies, "Mathematical modeling of non-invasive oscillometric finger mean blood pressure measurement by maximum oscillation criterion," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol.37, no.6, pp.784-788, 1999.
  28. R. Johansson, *System Modeling and Identification*, NJ: Prentice-Hall, 1993.
  29. S. T. Young, W. K. Wang, L. S. Chang and T. S. Kuo, "Specific frequency properties of renal and superior mesenteric arterial beds in rats," *Cardiovasc. Res.*, vol.23, no.6, pp.465-467, 1989.
  30. J. Y. Chen, P. H. Lo, J. S. Hung, J. J. Lin, H. Lee, K. C. Chang and H. T. Chou, "Color doppler ultrasound evaluation of radial artery occlusion in transradial catheterization," *Acta. Cardiol. Sin.*, vol.17, pp.193-200, 2001.
  31. K. Yamakoshi, A. Kamiya, H. Shimazu, H. Ito and T. Togawa, "Noninvasive automatic monitoring of instantaneous arterial blood pressure using the vascular unloading technique," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 21, pp. 557-565, 1983.
  32. K. Yamakoshi, H. Shimazu and A. Kamiya, "New oscillometric method for indirect measurement of systolic and mean arterial pressure in the human finger. Part 2: correlation study," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 20, pp. 314-318, 1982.